



DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets ⁶ : A61B 8/08	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 95/26160
		(43) Date de publication internationale: 5 octobre 1995 (05.10.95)

(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR95/00376

(22) Date de dépôt international: 24 mars 1995 (24.03.95)

(30) Données relatives à la priorité:
94/03555 25 mars 1994 (25.03.94) FR

(71) Déposant (pour tous les Etats désignés sauf US): CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE (C.N.R.S.) [FR/FR]; 3, rue Michel-Ange, F-75794 Paris Cédex 16 (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (US seulement): LAUGIER, Pascal [FR/FR]; 51, rue Rennequin, F-75017 Paris (FR). BERGER, Geneviève [FR/FR]; 11, rue Charpentier, F-92340 Bourg-la-Reine (FR).

(74) Mandataires: PEAUCELLE, Chantal etc.; Cabinet Armengaud Ainé, 3, avenue Bugeaud, F-75116 Paris (FR).

(81) Etats désignés: AM, AT, AU, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, GB, GE, HU, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LK, LR, LT, LU, LV, MD, MG, MN, MW, MX, NL, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, TJ, TM, TT, UA, UG, US, UZ, VN, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE, SN, TD, TG), brevet ARIPO (KE, MW, SD, SZ, UG).

Publiée

Avec rapport de recherche internationale.

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR ESTIMATING AND CHARACTERISING BONE PROPERTIES

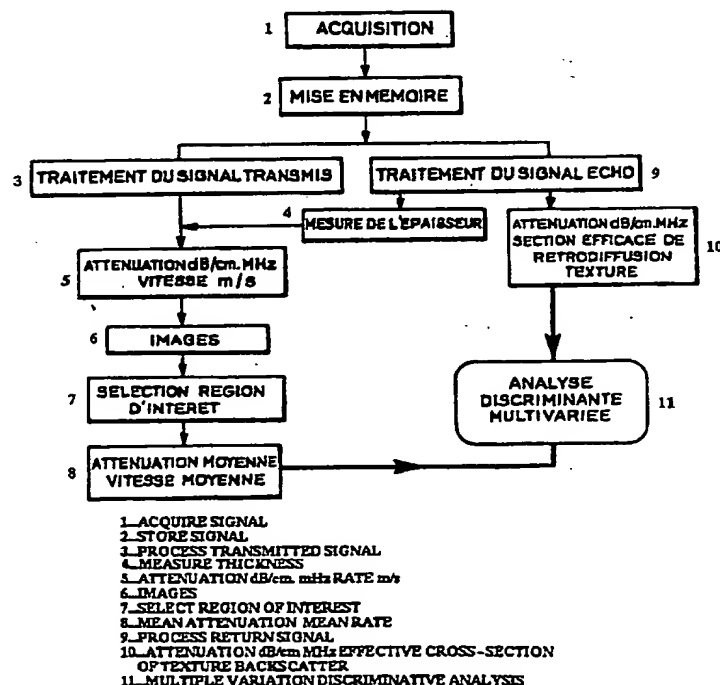
(54) Titre: PROCEDE ET DISPOSITIF D'EVALUATION ET DE CARACTERISATION DES PROPRIETES DES OS

(57) Abstract

Method for *in vivo* estimation and characterisation of mechanical and structural bone properties, by propagating an ultrasonic wave through the bone and analysing the interaction between said wave and the bone, wherein the bone is scanned with an ultrasonic beam from focused transducers, signals transmitted through the bone and/or reflected by the bone surfaces and/or scattered by internal bone structures are collected, stored, and processed, to provide measurements for the propagation rate of the ultrasonic wave in the bone, bone thickness, the transmission attenuation coefficient of the ultrasonic beam, and the reflection parameters for the estimation of attenuation and backscatter coefficients.

(57) Abrégé

Procédé d'évaluation et de caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques ou architecturales des os, par propagation d'une onde ultrasonore au travers de l'os et l'étude de l'interaction de cette onde avec l'os, caractérisée en ce que: on réalise un balayage de l'os à l'aide d'un faisceau ultrasonore obtenu à partir de transducteurs focalisés; on recueille les signaux transmis au travers de l'os et/ou réfléchis par les faces de l'os et/ou diffusés par les structures internes de l'os; on met en mémoire les signaux obtenus et on traite les signaux ainsi stockés pour la mesure de la vitesse de propagation du faisceau ultrasonore dans l'os, de l'épaisseur de l'os, du coefficient d'atténuation en transmission du faisceau ultrasonore et des paramètres de réflexion pour l'estimation des coefficients de rétro-diffusion et d'atténuation.



UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AT	Autriche	GB	Royaume-Uni	MR	Mauritanie
AU	Australie	GE	Géorgie	MW	Malawi
BB	Barbade	GN	Guinée	NE	Niger
BE	Belgique	GR	Grèce	NL	Pays-Bas
BF	Burkina Faso	HU	Hongrie	NO	Norvège
BG	Bulgarie	IE	Irlande	NZ	Nouvelle-Zélande
BJ	Bénin	IT	Italie	PL	Pologne
BR	Brésil	JP	Japon	PT	Portugal
BY	Bélarus	KE	Kenya	RO	Roumanie
CA	Canada	KG	Kirghizistan	RU	Fédération de Russie
CF	République centrafricaine	KP	République populaire démocratique de Corée	SD	Soudan
CG	Congo	KR	République de Corée	SE	Suède
CH	Suisse	KZ	Kazakhstan	SI	Slovénie
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SK	Slovaquie
CM	Cameroun	LK	Sri Lanka	SN	Sénégal
CN	Chine	LU	Luxembourg	TD	Tchad
CS	Tchécoslovaquie	LV	Lettonie	TG	Togo
CZ	République tchèque	MC	Monaco	TJ	Tadjikistan
DE	Allemagne	MD	République de Moldova	TT	Trinité-et-Tobago
DK	Danemark	MG	Madagascar	UA	Ukraine
ES	Espagne	ML	Mali	US	Etats-Unis d'Amérique
FI	Finlande	MN	Mongolie	UZ	Ouzbékistan
FR	France			VN	Viet Nam
GA	Gabon				

Procédé et dispositif d'évaluation et de caractérisation des propriétés des os

5

La présente invention est relative à un procédé d'évaluation et de caractérisation in vivo des propriétés mécaniques ou architecturales des os, mettant en oeuvre la technique des ultrasons.

10

Au cours des dernières années, sont apparus sur le marché des appareils ultrasonores permettant la mesure de l'atténuation et de sa dépendance en fonction de la fréquence (coefficient d'atténuation), ou de la vitesse de propagation des ultrasons en transmission à travers le calcanéum ou la rotule. Ces dispositifs sont essentiellement destinés au dépistage ou au suivi de l'ostéoporose.

15

On connaît déjà un certain nombre de dispositifs assurant l'évaluation de l'os in vivo par la mise en oeuvre de faisceaux d'ultrasons.

20

Les publications WO 90/01903 et WO 87/07494 décrivent des dispositifs permettant d'effectuer une mesure de la vitesse de propagation des ultrasons dans l'os en utilisant deux transducteurs qui sont placés de part et d'autre de l'os.

25

Le brevet US 4 774 959 décrit un dispositif assurant la mesure du coefficient d'atténuation en transmission à l'aide d'une première paire de transducteurs, ce dispositif comportant une seconde paire de transducteurs assurant une mesure de l'épaisseur de l'os à l'endroit où le faisceau ultrasonore a traversé l'os.

30

Les publications européennes O 341 969 et O 480 554 décrivent des dispositifs permettant la mesure du coefficient d'atténuation en transmission et de la vitesse des ultrasons à l'aide d'une paire de transducteurs placés face à face.

Enfin, le brevet US 4 941 474 décrit un appareil permettant d'analyser à la fois des signaux transmis à travers l'os et des signaux qui sont réfléchis ou diffusés par l'architecture interne de l'os.

L'expérience découlant de l'utilisation des appareils connus mentionnés ci-dessus démontre que les mesures qu'ils permettent d'effectuer demeurent rudimentaires, et que la précision, la sensibilité et la reproductibilité de ces mesures doivent être améliorées. La présente invention s'est donc fixée pour objectif d'apporter des perfectionnements aux dispositifs mentionnés ci-dessus en proposant un procédé et un dispositif ultrasonore d'analyse quantitative de l'os pouvant fonctionner en mode transmission et réflexion : en mode transmission on réalise des images de vitesse ou d'atténuation et en mode réflexion on analyse directement l'énergie réfléchie ou diffusée (diffusion simple ou diffusion multiple) par l'architecture interne de l'os.

En conséquence, cette invention concerne en premier lieu un procédé d'évaluation et de caractérisation in vivo des propriétés mécaniques ou architecturales des os, par propagation d'une onde ultrasonore au travers de l'os et l'étude de l'interaction de cette onde avec l'os, caractérisé en ce que :

- on réalise un balayage de l'os à l'aide d'un faisceau ultrasonore obtenu à partir de transducteurs focalisés ;
 - on recueille les signaux transmis au travers de l'os et/ou réfléchis par les faces de l'os et/ou diffusés par les structures internes de l'os ;
 - on met en mémoire les signaux obtenus et
 - on traite les signaux ainsi stockés pour la mesure de la vitesse de propagation du faisceau ultrasonore dans l'os, de l'épaisseur de l'os, du coefficient d'atténuation en transmission du faisceau ultrasonore et des paramètres de réflexion pour l'estimation des coefficients de rétro-diffusion et d'atténuation.
- Selon la présente invention, pour la réalisation, en mode transmission, d'images paramétriques d'atténuation en fonction de la fréquence et de la vitesse de propagation des ultrasons on met en oeuvre une paire de transducteurs focalisés,

placés en vis à vis et fonctionnant à basse fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 100 kHz et 3 MHz, et de préférence entre 100 kHz et 1 MHz.

Dans son application à la réalisation en mode échographique (mode réflexion) d'images de réflectivité, le procédé objet de l'invention utilise un transducteur focalisé ou une paire de transducteurs focalisés, placés en vis à vis, et pouvant fonctionner dans une gamme de fréquences plus étendue, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 100 kHz et 10 MHz.

Selon la présente invention, pour la réalisation en mode échographique d'images de réflectivité et pour l'estimation des coefficients d'atténuation et/ou de rétrodiffusion en fonction de la fréquence du faisceau ultrasonore, et également en vue de la réalisation, en transmission, d'images paramétriques d'atténuation en fonction de la fréquence et de la vitesse de propagation, on met en oeuvre une paire de transducteurs placés en vis à vis et fonctionnant à basse fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 100 kHz et 3 MHz, de préférence entre 100 kHz et 1 MHz et un transducteur focalisé ou une paire de transducteurs focalisés, placés en vis à vis et fonctionnant à haute fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 1 MHz et 10 MHz.

L'invention vise en second lieu un appareil permettant de mettre en oeuvre le procédé tel que spécifié ci-dessus.

Un dispositif pour la mise en oeuvre du procédé spécifié ci-dessus comporte des moyens d'émission et de réception ultrasonores focalisés placés en vis à vis de part et d'autre de l'os à analyser, et il est caractérisé en ce qu'il comprend : des moyens permettant de réaliser un balayage du faisceau ultrasonore, un module d'acquisition incluant les moyens d'émission d'ultrasons et de réception des signaux ultrasonores après leur interaction dans l'os ; un système de mise en mémoire des signaux ainsi obtenus, et un module de traitement desdits signaux pour l'estimation des paramètres acoustiques connus pour leur relation avec les propriétés mécaniques ou visco-élastiques de l'os.

Selon un exemple de réalisation du dispositif objet de l'invention, on utilise des transducteurs focalisés, placés en vis-à-vis, ces transducteurs étant du type monoélément.

5 Selon un autre mode de réalisation de la présente invention, les mesures peuvent être effectuées en immersion, le dispositif comportant alors une enceinte remplie d'un liquide tel que de l'eau, ou bien ces mesures peuvent être effectuées par contact à l'aide d'un milieu de couplage et en utilisant un réseau de transducteurs ultrasonores.

10 Ce dispositif est en outre caractérisé en ce que le module de traitement de signal comporte un ordinateur, une mémoire de masse et un ensemble de logiciels de traitement de signaux conçus pour l'exploitation des données provenant du module d'acquisition, ce module de traitement comportant un ensemble de fonctions
15 permettant notamment d'effectuer le calcul du coefficient d'atténuation en transmission, le calcul de l'épaisseur de l'os traversé à l'endroit de la mesure, le calcul de la vitesse de propagation, le calcul du coefficient de rétrodiffusion en réflexion et le calcul du coefficient d'atténuation en réflexion.

20 D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention ressortiront de la description faite ci-après en référence aux dessins annexés qui en illustrent divers exemples de mise en oeuvre et de réalisation, dépourvus de tout caractère limitatif. Sur les dessins :

25 - la figure 1 est une vue schématique en élévation représentant un exemple de réalisation d'un appareil pour la mise en oeuvre du procédé objet de l'invention ;

- la figure 2 est un schéma par blocs illustrant, d'une façon générale, le module d'acquisition des données mis en oeuvre par l'invention ;

30 - la figure 3 est également un schéma illustrant d'une façon générale un module d'acquisition fonctionnant à la fois en transmission et en réflexion ;

- la figure 4 est un schéma illustrant le principe de l'acquisition en transmission ;
- la figure 5 est un schéma qui illustre le principe général de l'acquisition en transmission et en réflexion ;
- la figure 6 est un schéma illustrant une variante du mode d'acquisition en transmission et réflexion ;
- la figure 7 est un schéma par blocs illustrant le principe général du traitement des signaux dans le procédé et le dispositif objet de l'invention ;
- la figure 8 est un schéma illustrant le traitement du signal transmis en vue de la mesure de la vitesse de propagation de l'onde ultrasonore dans l'os ;
- la figure 9 est encore un schéma illustrant le traitement du signal, en mode échographique, en vue de la mesure de l'épaisseur de l'os et,
- la figure 10 est un schéma par blocs illustrant le principe du traitement du signal transmis pour la mesure de l'atténuation.

En se référant à la figure 1, on voit que, dans cet exemple de réalisation non limitatif, le dispositif mettant en oeuvre le procédé objet de l'invention comporte essentiellement une enceinte 10 remplie d'eau permettant de réaliser les mesures en immersion, la présence du milieu liquide assurant un bon couplage entre la source de rayonnement et l'os dont on veut évaluer notamment les propriétés mécaniques. Ce dispositif comporte une source d'émission d'ultrasons, constituée ici de paires de transducteurs ultrasonores piézoélectriques focalisés, placés en vis à vis de part et d'autre de l'os à analyser, l'une des paires de transducteurs tels que 12 fonctionnant à haute fréquence, c'est-à-dire dans le domaine de fréquences de 1 MHz à 10 MHz, spécifié ci-dessus, alors que l'autre paire de transducteurs tels que 14, fonctionnent à basse fréquence dans un domaine compris entre 100 kHz et 1 MHz. Ces paires de transducteurs sont montées sur un pont mobile qui sur la figure

1 a été représenté respectivement en position relevée 16 et en position abaissée 16' pour la mesure.

5 Ainsi qu'on l'a spécifié ci-dessus, le principe sur lequel repose le procédé objet de l'invention réside dans la transmission d'une onde ultrasonore dans l'os et dans l'étude de l'interaction de cette onde avec l'os. Le dispositif selon l'invention illustré par la figure 1 peut fonctionner à la fois en transmission et en réflexion. Dans cet exemple de réalisation, il est muni d'un système classique de balayage du faisceau ultrasonore, ce balayage étant obtenu par déplacement des transducteurs focalisés
10 sous l'action de deux moteurs assurant les déplacements dans un plan, selon les axes orthogonaux X et Y, permettant ainsi une exploration de la totalité du volume osseux.

15 Le dispositif comporte en outre un module d'acquisition chargé de l'émission des signaux ultrasonores et de la réception de ces signaux après leur interaction dans l'os. On prévoit également un système de mise en mémoire des signaux ainsi obtenus, et un module de traitement de ces signaux pour l'estimation de certains paramètres acoustiques connus pour leur relation avec les propriétés mécaniques ou visco-élastiques de l'os.

20 L'invention, grâce notamment à un balayage automatique du faisceau ultrasonore apporte une solution aux difficultés résultant de l'utilisation des appareils actuels, notamment en ce qui concerne un positionnement précis de l'os pour la mesure et la localisation de la région où s'effectue la mesure. L'invention permet en outre
25 d'effectuer des mesures ultrasonores en transmission à travers l'os et en réflexion. Le recueil des signaux réfléchis et/ou diffusés par l'architecture interne de l'os apporte une information complémentaire à celle qui est déjà contenue dans les signaux qui ont été transmis à travers l'os. Ainsi le dispositif selon l'invention permet
30 d'obtenir une quantité d'informations bien supérieure à celle obtenue par les dispositifs de types connus. En outre, l'invention apporte une bien meilleure précision.

Comme on l'a spécifié dans le préambule de la présente description, le procédé objet de l'invention permet d'obtenir, en mode transmission, des images paramétriques d'atténuation en fonction de la fréquence et de la vitesse de propagation du faisceau ultrasonore, en mettant en oeuvre une paire de transducteurs focalisés, placés en vis à vis et fonctionnant à basse fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 100 kHz et 1 MHz.

L'invention permet également de réaliser, en mode échographique, des images de réflectivité et d'obtenir une estimation des coefficients d'atténuation et de rétro-diffusion, en utilisant un seul transducteur focalisé ou une paire de transducteurs focalisés, placés en vis à vis, et fonctionnant à haute fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 1 MHz et 10 MHz.

Enfin, on peut également grâce au procédé de l'invention, réaliser des images de réflectivité en mode échographique et obtenir une estimation moyenne des coefficients d'atténuation et/ou de rétrodiffusion en fonction de la fréquence du faisceau ultrasonore, et également réaliser en transmission des images paramétriques d'atténuation en fonction de la fréquence et de la vitesse de propagation du faisceau ultrasonore. Dans cette application, l'invention met en oeuvre une paire de transducteurs placés en vis à vis et fonctionnant à basse fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 100 kHz et 1 MHz, et une paire de transducteurs focalisés, placés en vis à vis et fonctionnant à haute fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 1 MHz et 10 MHz.

Ainsi qu'on l'a déjà spécifié ci-dessus, le dispositif mettant en oeuvre le procédé selon l'invention comporte essentiellement un module « Acquisition du signal ultrasonore » et un module « Traitement du signal ».

Le module « Acquisition » a pour fonctions :

- l'émission des ondes ultrasonores à l'aide des transducteurs définis ci-dessus ;

- la réception d'ondes ultrasonores, dites de référence, la réception d'ondes ultrasonores transmises à travers l'os, la réception d'ondes réfléchies et/ou diffusées par l'os et ses structures ;

5 - le balayage de tout le volume osseux par le faisceau ultrasonore.

Ce module « Acquisition » se compose comme défini ci-dessus des sources et récepteurs ultrasonores (paire de transducteur focalisés). L'impulsion ultrasonore ainsi rayonnée est transmise dans le milieu de propagation avec lequel elle interagit.

10 Ainsi qu'on l'a spécifié ci-dessus, la mesure peut être faite en immersion pour obtenir un bon couplage entre la source de rayonnement et l'os. L'interaction entre le milieu de propagation et l'onde incidente donne naissance à une onde directement transmise (onde cohérente) et à une ou plusieurs ondes réfléchies ou diffusées par l'os et/ou ses structures internes.

15 Ce module « Acquisition » se compose en outre d'un étage de détection, amplification (par exemple contrôle automatique de gain) et de conversion analogique-digitale des signaux, d'un ordinateur, et d'un processeur avec son environnement classique. Cette partie du dispositif est de conception classique et en
20 conséquence elle ne sera pas décrite.

Ce module comporte en outre, dans cet exemple de réalisation, le dispositif mécanique assurant le balayage du faisceau ultrasonore dans un plan perpendiculaire à la direction de propagation des faisceaux ultrasonores. Lors du
25 balayage, l'émetteur et le récepteur ultrasonores effectuent le même mouvement, de façon synchrone, si bien que leur position relative reste identique. Ce balayage est assuré à l'aide de deux moteurs programmables.

La figure 2 est un schéma général du dispositif selon l'invention assurant un
30 fonctionnement uniquement en mode transmission. Ce dispositif comporte un transducteur T1 pour l'émission, associé à un transducteur T'1 pour la réception, disposé en vis-à-vis. Les transducteurs sont focalisés, la distance qui les sépare étant égale environ au double de la distance focale. Le transducteur T'1 détecte les

ondes émises par le transducteur T1, et les transforme en signal électrique qui est amplifié, numérisé, et transféré sur l'ordinateur.

La figure 3 représente un schéma général d'un dispositif fonctionnant à la fois en mode transmission et réflexion. Un transducteur ultrasonore T2 ou T3 est excité périodiquement de manière à rayonner une onde ultrasonore dans le milieu de propagation. Cette onde interagit avec le milieu de propagation et elle subit une réflexion partielle et/ou une diffusion. Une partie de l'énergie incidente est réfléchie à l'entrée de l'os, une partie de l'énergie transmise dans l'os est ensuite diffusée par les structures internes de ce dernier et notamment rétrodiffusée vers le transducteur-émetteur T2 ou T3. C'est ce même transducteur T2 ou T3 qui sert de récepteur pour détecter les ondes réfléchies par l'os et rétrodiffusées par l'architecture interne de ce dernier et pour les transformer en signal électrique qui est ensuite amplifié, numérisé, et transféré sur l'ordinateur. Le transducteur T2 ou T3 est relié électriquement à l'étage de réception. L'utilisation combinée en réflexion de deux transducteurs T2 et T3, placés en vis à vis, permet de détecter simultanément les échos de deux faces opposées de l'os. On peut ainsi effectuer une mesure automatique ultrasonore de l'épaisseur de l'os. De plus, un traitement de signal peut être effectué ultérieurement sur les signaux rétrodiffusés et enregistrés par les transducteurs T2 ou T3 afin d'en extraire des paramètres acoustiques utiles pour caractériser l'os : atténuation en fonction de la fréquence, section efficace de rétrodiffusion, paramètre de texture etc...

Pour fonctionner simultanément en transmission et en réflexion avec deux paires de transducteurs placées en vis à vis, on utilise de préférence la solution illustrée par la figure 3 selon laquelle on met en oeuvre trois étages de générateurs d'impulsions pour commander les transducteurs T1, T2 et T3, les excitations étant séquentielles dans le temps : T1 émet le premier, lorsque T1 a détecté l'onde émise par T1, T2 émet et il détecte les signaux réfléchis et rétrodiffusés. Enfin T3 est excité à son tour.

Une autre solution plus économique mais moins rapide consiste à n'utiliser qu'un seul générateur d'impulsions commun pour l'excitation des transducteurs T1, T2 et

T3. Dans ce cas, il suffit de prévoir un commutateur pour diriger l'impulsion excitatrice vers un transducteur différent à chaque tir. Ce commutateur est relié au microprocesseur qui contrôle la commutation. Cette variante n'a pas été représentée.

5 Sur la figure 4, on a représenté le diagramme de l'acquisition par transmission. Les différentes étapes de cette acquisition ressortent clairement de l'examen de cette figure.

10 On peut utiliser deux solutions pour l'acquisition des données en transmission et en réflexion.

Dans la première solution illustrée par la figure 5 les données transmises et réfléchies sont enregistrées au cours d'un balayage unique. Pour chaque position X,Y, des transducteurs T1, T2, T3 sont excités successivement. Dans la seconde solution illustrée par la figure 6, les données transmises et réfléchies sont enregistrées au cours de trois balayages différents : le premier balayage est destiné à l'acquisition des données par la paire des transducteurs T1 et T'1 et les deuxième et troisième balayages sont destinés à l'acquisition des données en réflexion par les transducteurs T2 et T3.

Il est possible d'acquérir plusieurs signaux à la suite pour une position fixée des transducteurs. L'amélioration du rapport signal/bruit est obtenue par l'intermédiaire de la moyenne de ces différentes acquisitions. Dans le cas où cette possibilité existe, l'émission-réception est répétée autant de fois que cela est nécessaire. Une fois cette séquence d'acquisition terminée, la position des moteurs est incrémentée et l'opération peut être répétée.

Dès que la phase d'acquisition des signaux est terminée, tous les signaux numérisés sont mis en mémoire et la phase de traitement de signal peut alors commencer, soit de façon automatique, soit par l'intermédiaire d'un ordre de commande lancé par l'opérateur.

Le dispositif mettant en oeuvre la présente invention comporte, ainsi qu'on l'a précisé ci-dessus, un module de traitement de signal. Le principe général du traitement des signaux est illustré par le schéma de la figure 7.

5 Ce module de traitement de signal comporte un ordinateur, une mémoire de masse et un ensemble de logiciels de traitement de signaux conçus pour l'exploitation des données précédemment acquises en transmission et/ou en réflexion. Il comporte un ensemble de fonctions pré-programmées permettant notamment d'effectuer les calculs suivants :

10

- calcul de l'atténuation (en dB) en fonction de la fréquence en transmission

- calcul du coefficient d'atténuation en fonction (en dB/MHz) de la fréquence en transmission

15

- calcul des temps de vol des signaux transmis à travers l'os

- calcul de l'épaisseur de l'os traversé à l'endroit de la mesure

20

- calcul du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence (dB/cm.MHz) en transmission

- calcul de la vitesse de propagation des ultrasons en transmission

25

- calcul de l'atténuation (en dB) en fonction de la fréquence en réflexion

- calcul du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence (dB/cm.MHz) en réflexion

30

- calcul de la section efficace de rétrodiffusion (en dB) en fonction de la fréquence en réflexion

- calcul du coefficient de rétrodiffusion (dB/MHz) en réflexion

- calcul du coefficient intégral de rétrodiffusion (dB.MHz) en réflexion.

Il est bien entendu possible d'ajouter d'autres fonctions de traitement de signal ou de traitement d'image susceptibles d'apporter une information quantitative utile à la caractérisation de l'os (analyse de texture par exemple).

Les paramètres sont obtenus pour chaque position des transducteurs, ce qui permet d'obtenir une cartographie des paramètres. Un traitement d'images est compris dans le logiciel permettant ainsi de sélectionner une ou plusieurs régions de la mesure, de forme quelconque, pour une estimation d'une moyenne locale des paramètres.

La méthode d'estimation des paramètres (atténuation et vitesse de propagation) en transmission repose sur la comparaison d'un signal de référence avec un signal transmis à travers l'os.

Le signal de référence est un signal qui s'est propagé dans un milieu dont les caractéristiques acoustiques (atténuation et vitesse) sont bien connues (l'eau dans cet exemple de réalisation). Le signal de référence et les signaux transmis dans l'os sont enregistrés dans les mêmes conditions. Par exemple, le signal de référence peut être acquis soit lors de la mise en route de l'appareil, soit avant chaque examen. On peut également enregistrer une référence unique et la stocker dans la mémoire de l'ordinateur pour la rappeler ensuite à chaque examen.

On décrira maintenant à titre d'exemple divers modes de traitement de signaux pour certaines fonctions réalisées par le procédé de l'invention.

1/ Estimation de la vitesse de propagation en transmission.

Le principe de traitement du signal transmis pour la mesure de cette vitesse est illustré par le schéma de la figure 8. Ce mode de traitement comporte donc les étapes suivantes :

- Les transducteurs sont à la position X, Y;

Le transducteur T1 émet et l'onde ainsi émise, transmise à travers l'os, est détectée par le transducteur-récepteur T'1, puis amplifiée, numérisée, et transférée sur ordinateur. Bien entendu, et comme spécifié ci-dessus, pour des mesures à travers le calcaneum, les transducteurs et l'os sont placés dans un bain dont la température est contrôlée par thermostat (voir la figure 1). Cette première mesure est destinée à l'estimation du temps de vol de l'onde transmise à travers l'os et au calcul de la différence entre ce temps de vol et celui du signal de référence;

- Le transducteur T2 (ou T1) émet et le transducteur T2 (ou T1) reçoit le signal ainsi émis et réfléchi par l'os. L'onde ultrasonore réfléchie est amplifiée, numérisée, et transférée sur ordinateur.

- On estime la durée du temps de vol de l'écho qui est réfléchi par la face d'entrée de l'os tournée vers le transducteur T2 (ou T1) ;

- Le transducteur T3 (ou T'1) émet et le transducteur T3 (ou T'1) assure la réception du signal réfléchi par l'os. L'onde réfléchie est amplifiée, numérisée, et transférée sur ordinateur.

- On estime la durée du temps de vol de l'écho réfléchi par la face d'entrée de l'os, qui est tournée vers T3 (ou T'1).

- Ces deux dernières mesures sont destinées au calcul de l'épaisseur du calcaneum à l'endroit de la mesure. La vitesse de propagation en transmission de l'onde ultrasonore se déduit de manière connue du temps de vol de l'onde entre les deux transducteurs. Pour estimer la vitesse de propagation, il faut connaître l'épaisseur de l'os et celle-ci, selon l'invention, est mesurée par ultrasons.

La figure 9 illustre le principe de traitement du signal échographique pour la mesure de cette épaisseur. En effet, par échographie, on peut déterminer la distance séparant un transducteur de la face de l'os (face d'intérêt). Il suffit d'identifier l'écho

de cette face et de mesurer son temps de vol. Chaque transducteur T2 et T3 (ou T1 et T'1) est interrogé à tour de rôle en mode échographique, et l'on mesure les temps de vol t1 et t2 des échos réfléchis par chacune des faces latérales opposées de l'os. On en déduit l'épaisseur de l'os.

5

2/ Estimation du coefficient d'atténuation en transmission.

Le principe du traitement de signal selon ce mode particulier est illustré par la figure 10. Il comporte les étapes suivantes :

10 - Les transducteurs sont initialement dans la position X,Y

- Le transducteur T1 émet et l'onde transmise à travers l'os est détectée par le transducteur-récepteur T'1, puis elle est amplifiée, numérisée et transférée sur ordinateur. Comme précédemment, pour des mesures à travers le calcaneum, dans
15 cet exemple de réalisation, les transducteurs et l'os sont placés dans un bain dont la température est contrôlée par thermostat (fig. 1);

- On calcule les spectres en fréquence du signal transmis à travers l'os et du signal de référence. L'atténuation en fonction de la fréquence est obtenue par comparaison
20 du spectre d'un signal de référence enregistré dans l'eau et de celui du signal transmis à travers l'os. Le signal ultrasonore est du type impulsionnel et il comporte plusieurs fréquences dans l'intervalle compris entre 0,2 MHz et 1 MHz.

Afin de s'affranchir des variations liées à l'épaisseur du calcaneum, il faut comparer
25 les atténuations rapportées à l'épaisseur (dB/MHz.cm) exacte du calcaneum au point de mesure. On a exposé ci-dessus la manière selon laquelle on peut effectuer en mode échographique une mesure ultrasonore de l'épaisseur.

Comme pour tous les milieux hétérogènes, la valeur des paramètres acoustiques
30 dépend de l'endroit où la mesure est effectuée. Le dispositif de balayage de l'appareil selon l'invention permet d'explorer tout le volume osseux et d'obtenir une cartographie des paramètres. A partir des images d'atténuation en fonction de la fréquence et de la vitesse de l'onde ultrasonore, on peut sélectionner une région de

la mesure (région d'intérêt) et estimer une moyenne des paramètres dans cette région. Le logiciel comprend quelques fonctions simples de traitement d'images, notamment pour la sélection des régions de mesure, de forme et de taille variables. Le support de l'image est utilisé pour sélectionner des régions de mesures
5 identiques chez des patients différents ou lors de mesures répétées chez un même patient.

Ainsi, l'invention permet d'obtenir notamment une imagerie ultrasonore du calcaneum (images d'atténuation et de vitesse) grâce à l'utilisation de transducteurs
10 focalisés, les images ainsi obtenues étant comparables à celles obtenues par scanner.

3/ Estimation du coefficient d'atténuation et de la section efficace de rétrodiffusion en réflexion, en fonction de la fréquence.

15 Les différentes étapes de ce mode de traitement des signaux transmis sont les suivantes :

- Les transducteurs sont à la position X et Y ;

20 - Le transducteur T2 (ou T3, ou T1, ou T'1) émet ;

- Le transducteur T2 (ou T3, ou T1, ou T'1) assure la réception du signal échographique rétrodiffusé par l'architecture interne de l'os, ce signal étant ensuite
25 amplifié, numérisé, et transféré sur ordinateur .

- On effectue une analyse spectrale glissante du signal échographique, et une estimation des spectres en fonction de la profondeur ;

30 - On calcule les centroïdes spectraux en fonction de la profondeur ;

- On calcule le coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence (dB/cm.MHz) en réflexion ;

- On calcule la différence spectrale entre le spectre du signal et un spectre de référence, puis l'on calcule la section efficace de rétrodiffusion (en dB) en fonction de la fréquence en réflexion ;

5

- On calcule le coefficient de rétrodiffusion (dB/MHz) en réflexion et

10

- On calcule le coefficient intégral de rétrodiffusion (dB.MHz) en réflexion. Le balayage du faisceau ultrasonore permet de réaliser une exploration de la totalité du volume osseux. Les coefficients d'atténuation et de rétrodiffusion sont calculés pour chaque position des transducteurs. On peut ensuite estimer une moyenne locale des paramètres à l'intérieur d'une région d'intérêt sélectionnée par l'opérateur.

15

L'atténuation peut être estimée à partir du signal échographique radiofréquence échantillonné. Le principe du calcul de l'atténuation repose sur une analyse temps-fréquence du signal échographique.

20

L'invention permet ainsi de mesurer la section efficace de rétrodiffusion en fonction de la fréquence. On sait en effet que les propriétés physiques des tissus osseux sont mises en évidence par cette mesure.

25

Il résulte de la lecture de la description qui précède que l'invention apporte une solution aux difficultés posées par la mise en oeuvre des appareils ultrasonores d'analyse des os actuellement sur le marché :

30

- le dispositif de balayage automatique du faisceau ultrasonore permet de résoudre le problème du positionnement précis de l'os et du positionnement de la région de mesure où d'intérêt.

- L'utilisation de transducteurs focalisés permet d'obtenir des images de bonne qualité ;

- Elle permet d'obtenir des mesures ultrasonores en transmission à travers l'os et en réflexion ;

5 - Elle permet de recueillir et de traiter des signaux réfléchis et/ou diffusés par l'architecture interne de l'os, ce qui apporte une information complémentaire à celles se trouvant déjà dans les signaux qui ont été transmis à travers l'os ; Ainsi, le procédé et le dispositif objets de l'invention apportent une quantité d'informations bien supérieure à celle fournie par les dispositifs selon l'état antérieur de la technique, tout en offrant une précision, une reproductibilité et une sensibilité
10 meilleures.

Parmi les domaines d'application de l'invention, on a spécifié ci-dessus l'ostéoporose. Dans cette application, l'invention apporte une méthode physique non traumatique d'évaluation in vivo de la qualité osseuse (masse, rigidité, architecture).

15 On peut ainsi apprécier de façon quantitative le risque de fracture associé à une diminution de la résistance des os, cette diminution étant comme on le sait, une conséquence des phénomènes de déminéralisation et de modification de l'architecture osseuse rencontrés dans l'ostéoporose.

20 La description faite ci-dessus d'exemples de réalisation de l'invention ne se limite pas aux mesures de calcaneum et de la rotule : il existe bien entendu d'autres domaines d'application de l'invention particulièrement en vue de la surveillance du degré de minéralisation du squelette, notamment afin de suivre l'évolution de l'architecture osseuse ou de l'élasticité de la structure osseuse. Parmi ces
25 applications, on peut citer notamment :

- La maturation squelettique chez les nouveaux nés ;

- Les ostéoporoses secondaires, ostéomalacie, etc...

30

- La surveillance des chevaux de course ;

- La caractérisation de pièces osseuses in vitro.

Il demeure bien entendu que la présente invention n'est pas limitée aux modes de mise en oeuvre ni aux exemples de réalisation décrits et/ou représentés ici, mais qu'elle en englobe toutes les variantes. Ainsi l'exemple de réalisation décrit ici se réfère à des mesures effectuées en immersion. Cependant, sans sortir du cadre de la présente invention, les mesures peuvent être effectuées par contact, en utilisant un réseau de transducteurs et un milieu de couplage, le balayage du faisceau ultrasonore pouvant être assuré électroniquement.

REVENDICATIONS

- 1 - Procédé d'évaluation et de caractérisation in vivo des propriétés mécaniques ou architecturales des os, par propagation d'une onde ultrasonore au travers de l'os et l'étude de l'interaction de cette onde avec l'os, caractérisé en ce que :
- on réalise un balayage de l'os à l'aide d'un faisceau ultrasonore obtenu à partir de transducteurs focalisés ;
 - on recueille les signaux transmis au travers de l'os et/ou réfléchis par les faces de l'os et/ou diffusés par les structures internes de l'os ;
 - on met en mémoire les signaux obtenus et
 - on traite les signaux ainsi stockés pour la mesure de la vitesse de propagation du faisceau ultrasonore dans l'os, de l'épaisseur de l'os, du coefficient d'atténuation en transmission du faisceau ultrasonore et des paramètres de réflexion pour l'estimation des coefficients de rétro-diffusion et d'atténuation.
- 2 - Procédé selon la revendication 1 pour la réalisation, en mode transmission, d'images paramétriques d'atténuation en fonction de la fréquence et de la vitesse de propagation du faisceau ultrasonore caractérisé en qu'on met en oeuvre une paire de transducteurs focalisés, placés en vis à vis et fonctionnant à basse fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 100 kHz et 3 MHz, et de préférence entre 100 kHz et 1 MHz.
- 3 - Procédé selon la revendication 1 pour la réalisation en mode échographique d'images de réflectivité, caractérisé en ce qu'il met en oeuvre un transducteur focalisé ou une paire de transducteurs focalisés, placés en vis à vis, et pouvant fonctionner dans une gamme de fréquences plus étendue, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 100 kHz et 10 MHz.
- 4 - Procédé selon la revendication 1 appliqué à la réalisation en mode échographique d'images de réflectivité et à l'estimation des coefficients

d'atténuation et/ou de rétrodiffusion en fonction de la fréquence du faisceau ultrasonore, et également en vue de la réalisation, en transmission, d'images paramétriques d'atténuation en fonction de la fréquence et de la vitesse de propagation caractérisé en ce que l'on met en oeuvre une paire de transducteurs placés en vis à vis et fonctionnant à basse fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 100 kHz et 1 MHz, et, un transducteur focalisé ou une paire de transducteurs focalisés placés en vis à vis, et fonctionnant à haute fréquence, c'est-à-dire à une fréquence centrale comprise entre 1 MHz et 10 MHz.

5- Dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes comportant des moyens d'émission et de réception ultrasonores focalisés (12, 14) placés en vis à vis de part et d'autre de l'os à analyser, ce dispositif étant caractérisé en ce qu'il comprend : des moyens permettant de réaliser un balayage du faisceau ultrasonore, un module d'acquisition incluant les moyens d'émission d'ultrasons et de réception des signaux ultrasonores après leur interaction dans l'os ; un système de mise en mémoire des signaux ainsi obtenus, et un module de traitement desdits signaux pour l'estimation des paramètres acoustiques connus pour leur relation avec les propriétés mécaniques ou visco-élastiques de l'os.

6- Dispositif selon la revendication 5 caractérisé en ce que le module de traitement de signal comporte un ordinateur, une mémoire de masse et un ensemble de logiciels de traitement de signaux conçus pour l'exploitation des données provenant du module d'acquisition, ce module de traitement comportant un ensemble de fonctions permettant notamment d'effectuer le calcul du coefficient d'atténuation en transmission, le calcul de l'épaisseur de l'os traversé à l'endroit de la mesure, le calcul de la vitesse de propagation, le calcul du coefficient de rétrodiffusion en réflexion et le calcul du coefficient d'atténuation en réflexion.

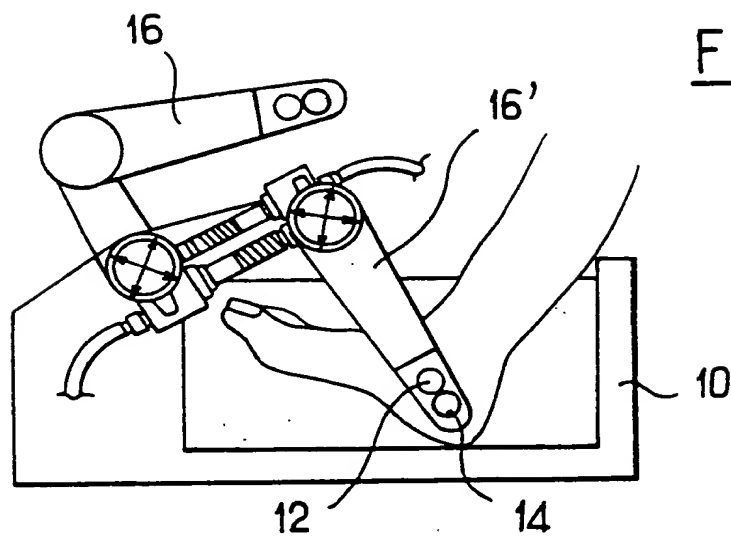
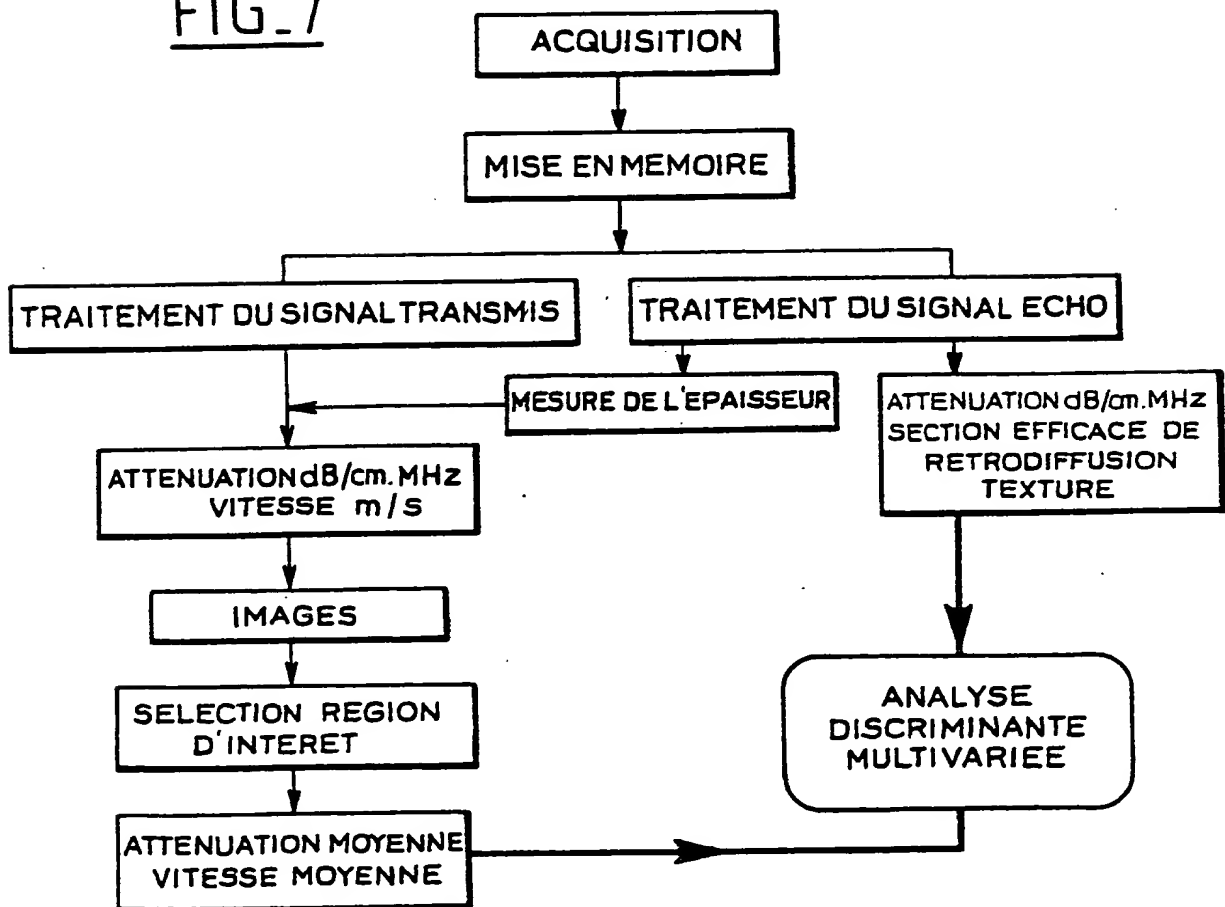
7- Disposition selon l'une quelconque des revendications 5 ou 6 caractérisé en ce qu'il comporte des transducteurs focalisés (12, 14) du type mono-élément, placés en vis-à-vis.

8 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 5 à 7 caractérisé en ce qu'il comporte une enceinte (10) remplie d'un liquide, tel que de l'eau, afin de réaliser les mesures en immersion.

5 9 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 5 à 7 caractérisé en ce que les mesures sont effectuées par contact, à l'aide d'un milieu de couplage.

10 10 - Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes caractérisé en ce que l'on utilise un réseau de transducteurs ultrasonores dont le balayage peut être effectué électroniquement.

1 / 7

FIG. 7

2 / 7

FIG. 2

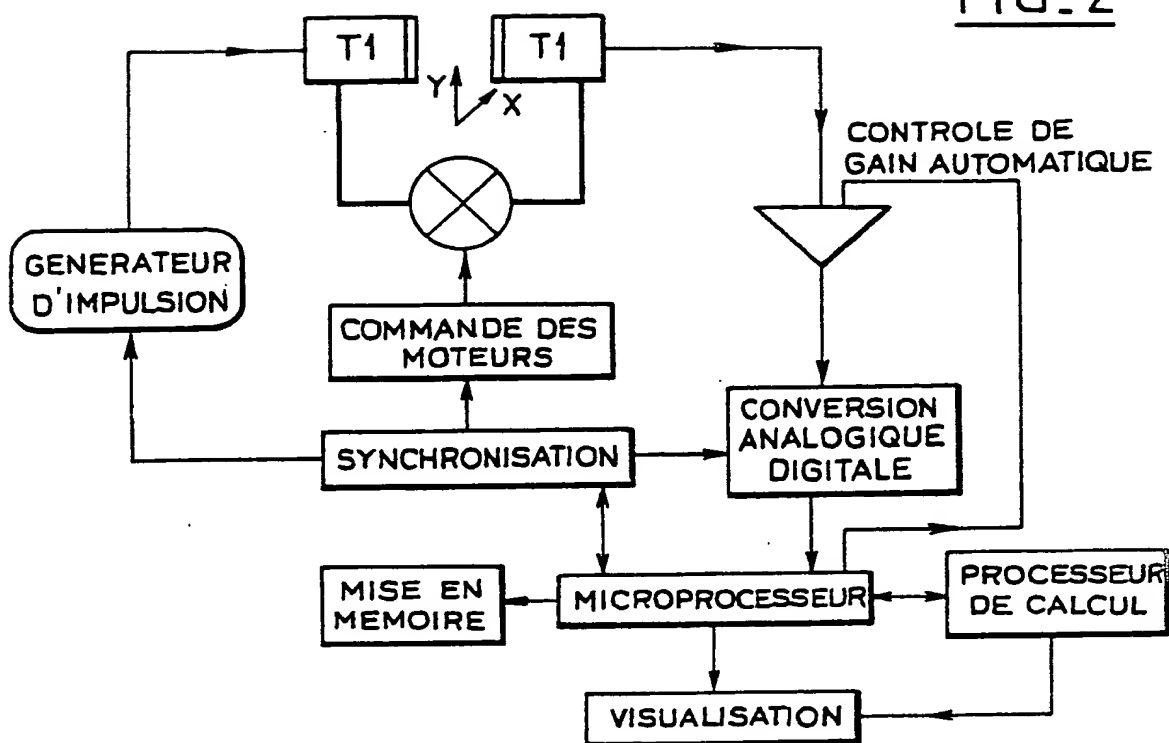
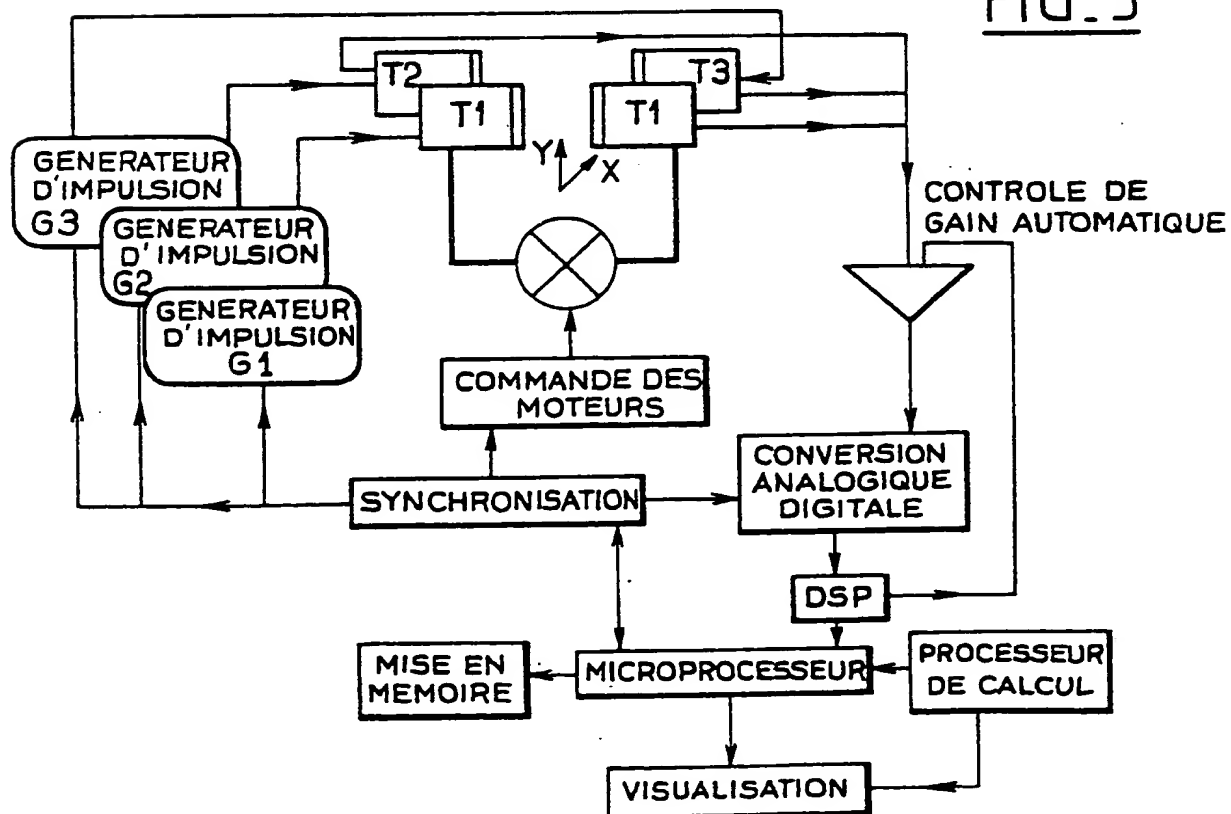
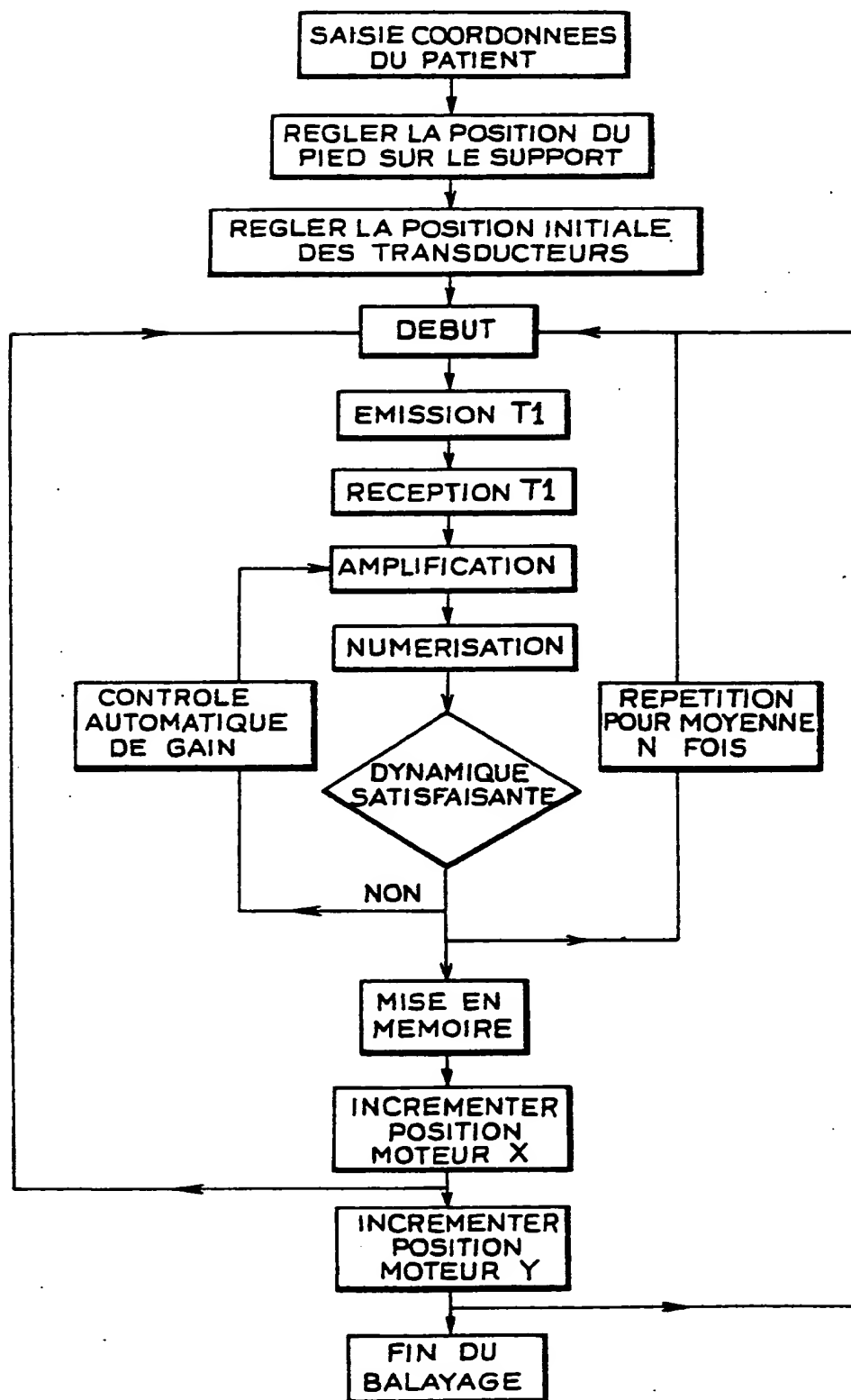


FIG. 3

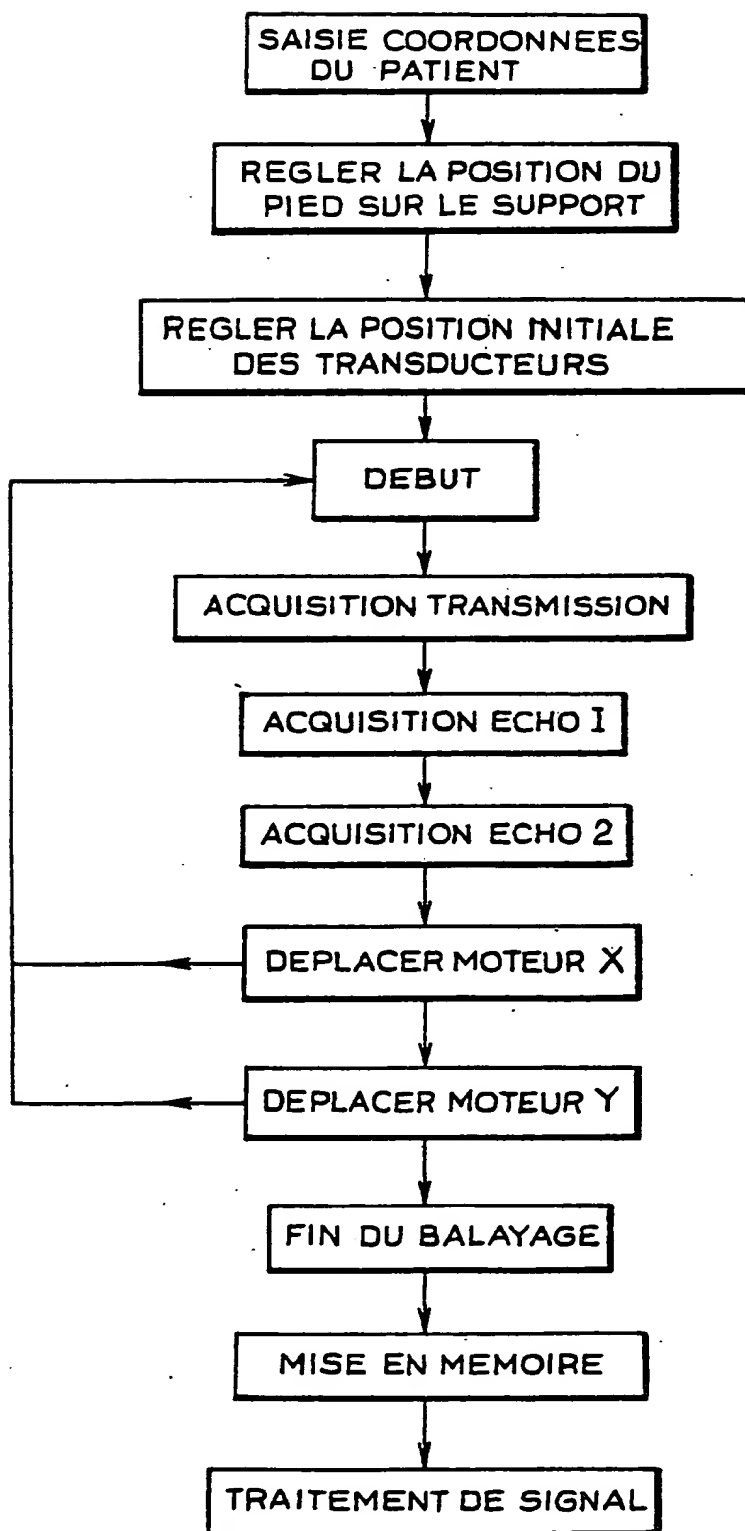


3 / 7

FIG. 4



4 / 7

FIG.5

5 / 7

FIG. 6

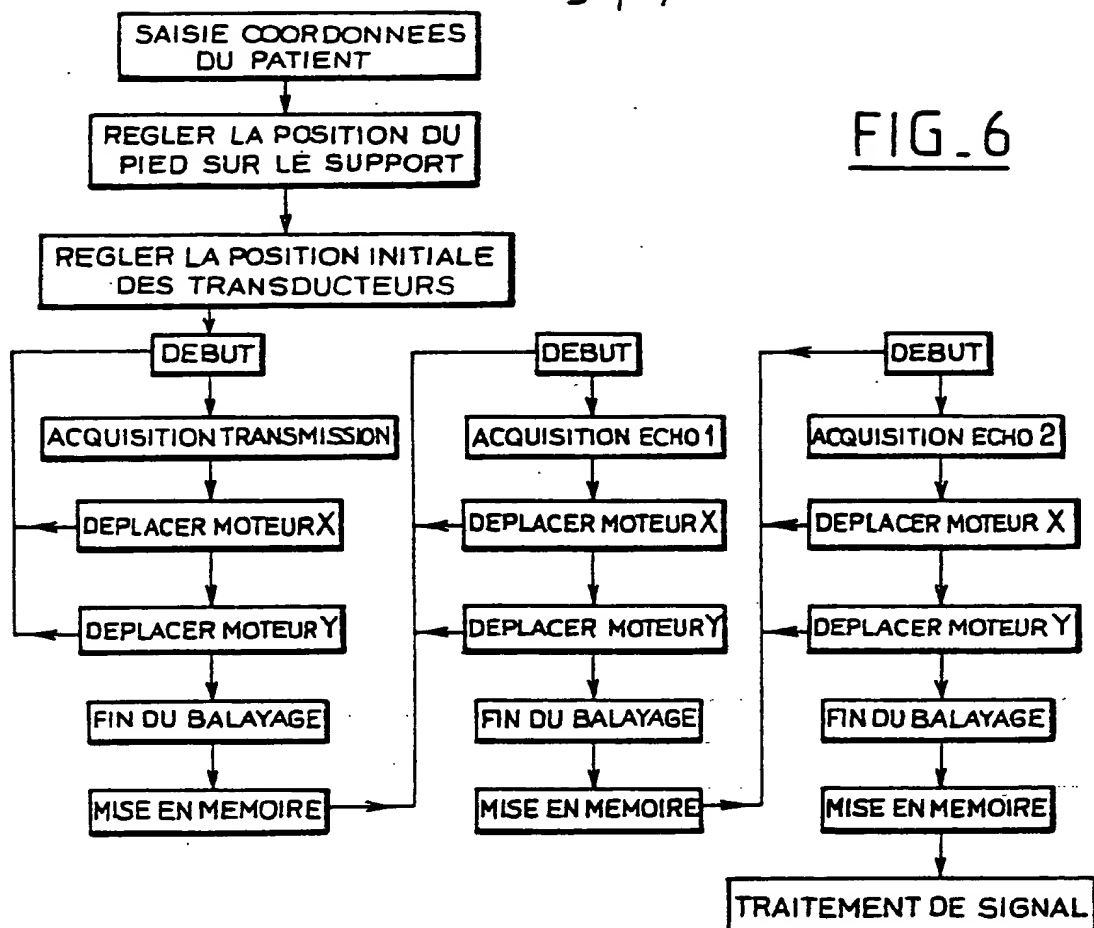
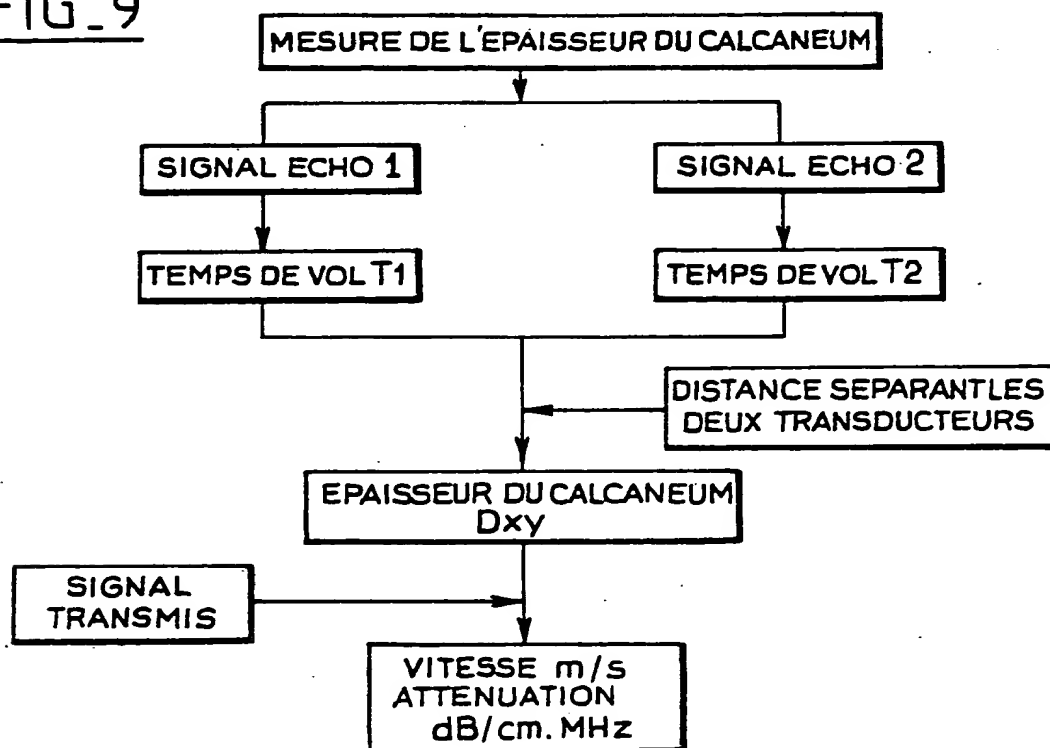
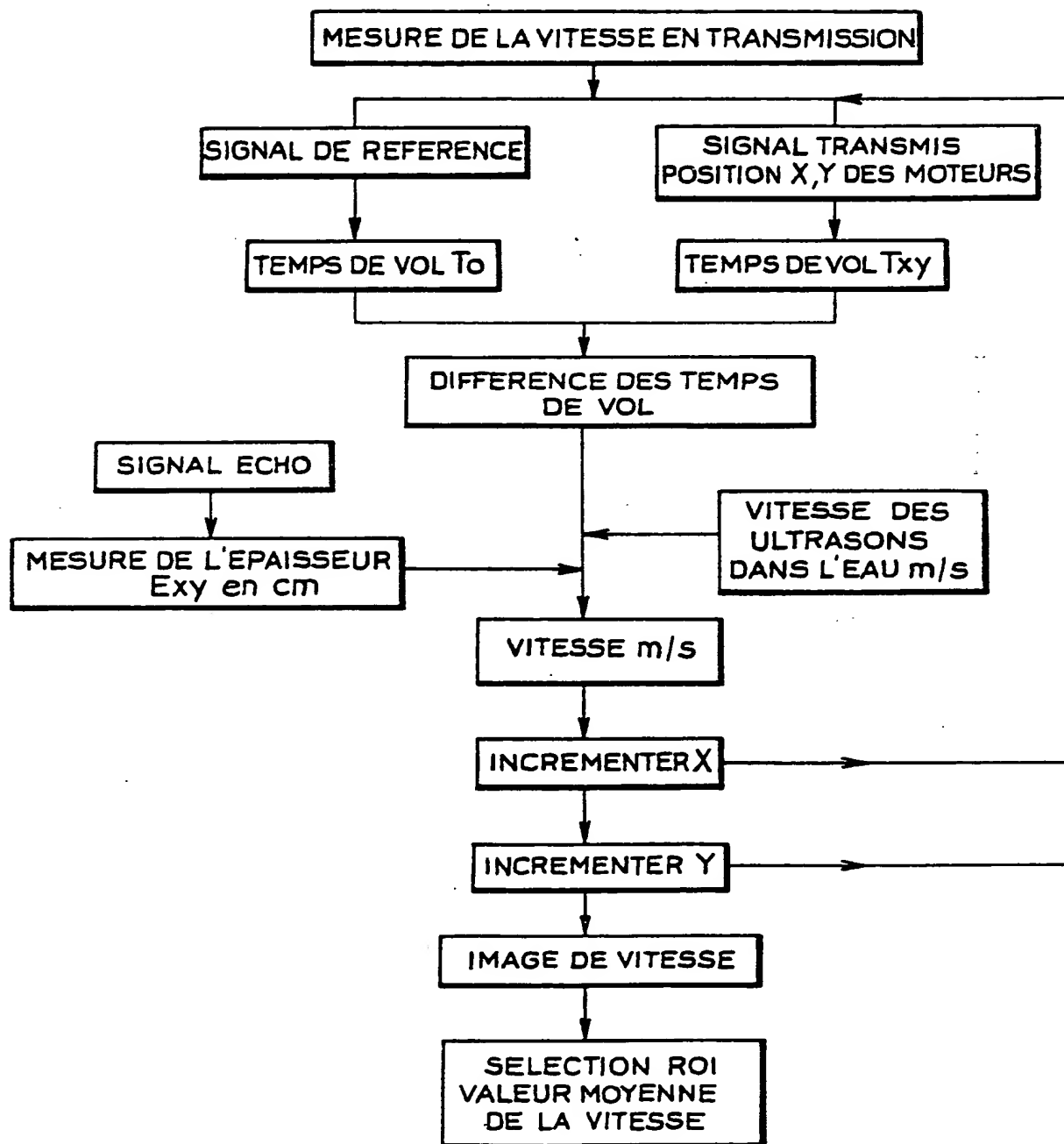


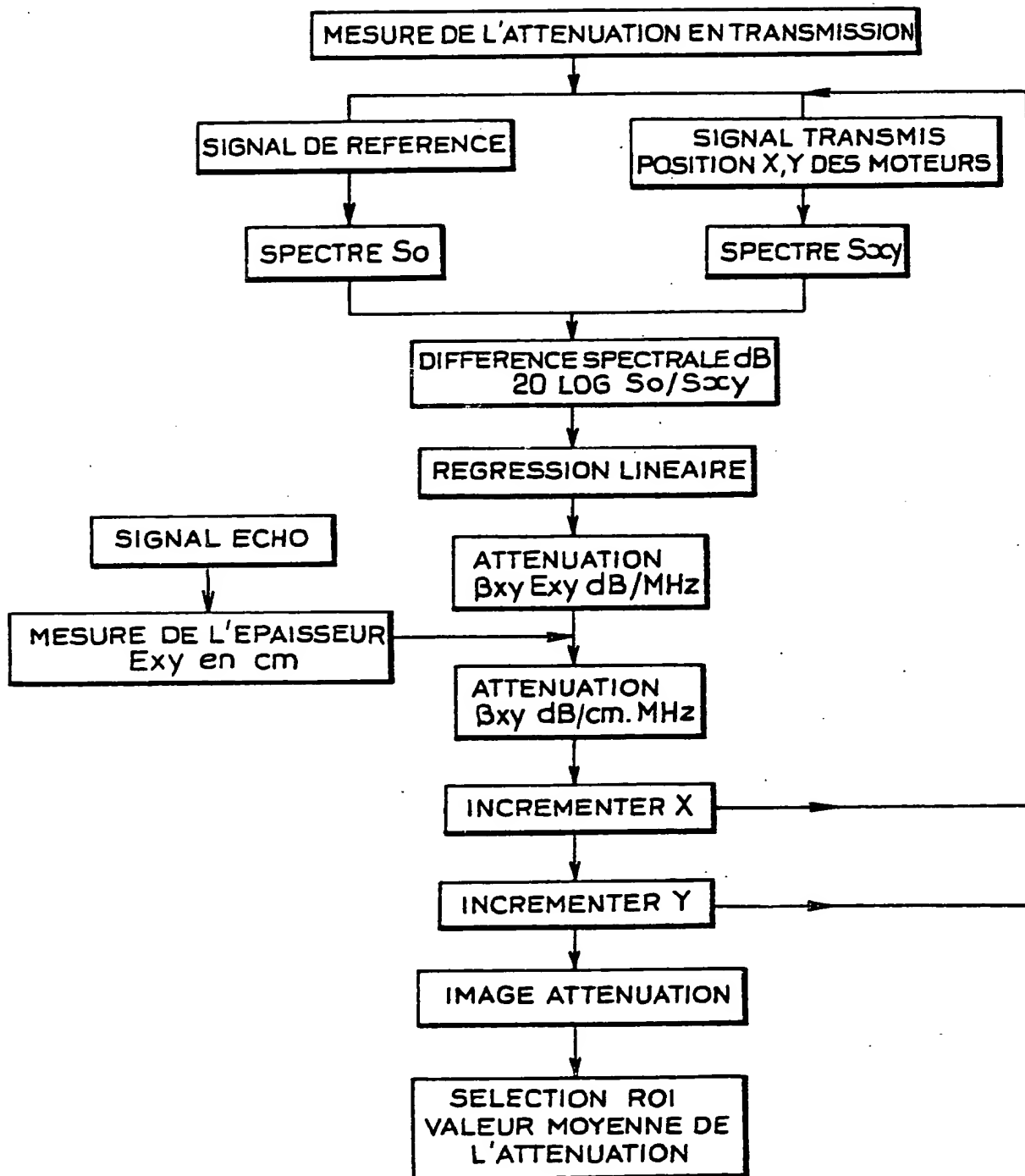
FIG. 9



6 / 7

FIG. 8

7 / 7

FIG. 10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Application No
PCT/FR 95/00376

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 6 A61B G01N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO,A,90 01296 (BOARD OF REGENT, THE UNIVERSITY OF TEXAS SYSTEM) 22 February 1990	1,5,8-10
Y	see page 8, line 20 - page 9, line 5	2-4
A	see page 18, line 9 - page 24; claim 23; tables 3-5F	6,7
Y	PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY, vol. 35, no. 10, October 1990 BRISTOL, GB, pages 1387-1396, J.A.EVANS ET AL 'ultrasonic attenuation and velocity in bone' see page 1387, line 19 - page 1388, line 7	2,4

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

& document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

26 June 1995

Date of mailing of the international search report

17. 07. 95

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Weihls, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Intr onal Application No
PCT/FR 95/00376

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	<p>PROCEEDINGS OF IEEE 1990 ULTRASONICS SYMPOSIUM, vol. 3, 4 December 1990 HONOLULU, US, pages 1367-1370, N.CHUBACHI ET AL 'measurement of bone properties by ultrasound to develop diagnostic equipment' see page 1367, right column, line 23 - page 1368, left column, line 14; tables 1,2</p> <p>-----</p>	3,4

International Application No
PCT/FR 95/00376

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO-A-9001296	22-02-90	US-A- 5038787	13-08-91
		AU-A- 4062289	05-03-90
		EP-A- 0428595	29-05-91
		US-A- 5197475	30-03-93
